



(19) BUNDESREPUBLIK

DEUTSCHLAND

DEUTSCHES
PATENT- UND
MARKENAMT

(12) Offenlegungsschrift

(10) DE 100 33 171 A 1

(51) Int. Cl. 7:

A 61 B 5/02

A 61 B 5/021

A 61 B 5/0265

- (21) Aktenzeichen: 100 33 171.8
 (22) Anmeldetag: 7. 7. 2000
 (43) Offenlegungstag: 17. 1. 2002

DE 100 33 171 A 1

(71) Anmelder:

Elter, Peter, Dipl.-Ing., 76131 Karlsruhe, DE; Lutter, Norbert, Dr., 91054 Erlangen, DE; Müller-Glaser, Klaus D., Prof.Dr.-Ing., 76131 Karlsruhe, DE; Stork, Wilhelm, Dr., 76131 Karlsruhe, DE

(72) Erfinder:

gleich Anmelder

(56) Entgegenhaltungen:

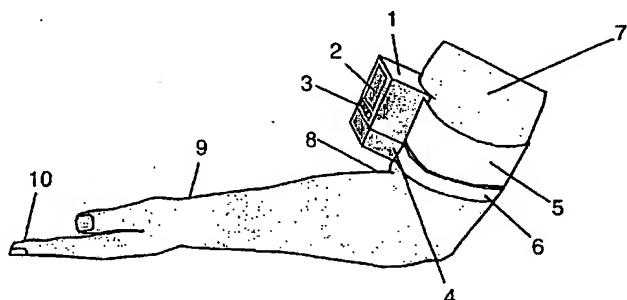
DE	198 29 544 C1
DE	41 05 457 A1
US	52 41 564 A

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

Prüfungsantrag gem. § 44 PatG ist gestellt

(54) Vorrichtung zur nichtinvasiven, belastungsfreien Blutdruckmessung

(57) Beansprucht wird eine Vorrichtung zur nichtinvasiven, belastungsfreien Blutdruckmessung, bei welcher der Blutdruck aus mindestens drei kardiovaskulären Parametern bestimmt wird. Dazu liefert eine am Gefäßsystem eines Lebewesens nichtinvasiv applizierte Sensorik mindestens fünf Mal in der Sekunde zwei mit dem Blutfluss bzw. der Blutflussgeschwindigkeit verknüpfte Größen. Alternativ werden mindestens fünf Mal in der Sekunde mindestens eine mit dem Blutfluss bzw. der Blutflussgeschwindigkeit und eine mit der Herzaktion verknüpfte Größe registriert. Aus diesen mindestens zwei Signalen wird das Ausbreitungsmaß der Pulswellen, welches sich aus dem Dämpfungs- und Phasemaß zusammensetzt, bestimmt. Mit dem Blutfluss, dem Ausbreitungsmaß und weiterer individueller kardiovaskulärer Parameter, die im Wesentlichen als konstant anzusehen sind, werden die harmonischen Komponenten des Blutdrucks und somit der Gesamtblutdruck, insbesondere der systolische, diastolische und mittlere Blutdruck berechnet. Die kardiovaskulären Parameter können initial und bei Bedarf über Variationen des hydrostatischen Blutdrucks, Musterauswertung der erfassten Sensorsignale, statistisch-empirischen Schätzungen oder über die Riva-Rocci-Methode ermittelt werden. Aufgrund der manschettenlosen Messung eignet sich die Vorrichtung auch zum (quasi)kontinuierlichen Blutdruckmonitoring.



DE 100 33 171 A 1

DE 100 33 171 A 1

Beschreibung

Umfeld

- 5 [0001] Blutdruckmessungen gehören weltweit zu den am häufigsten angewandten medizinischen Untersuchungsverfahren. Eine regelmäßige Kontrolle des Blutdrucks hilft, Herz-Kreislauf-Risiken rechtzeitig zu erkennen und zu behandeln.
[0002] Darüber hinaus hat das kontinuierliche Blutdruckmonitoring in der Medizin einen festen Stellenwert und ist unverzichtbar bei der Überwachung und Beurteilung des physiologischen Zustandes von Patienten in der Intensivmedizin, 10 der Anästhesie und im Vor- und Nachsorgebereich.

Stand der Technik

- 15 [0003] Ein Großteil der nichtinvasiven Messgeräte basiert auf sphygmomanometrischen Verfahren nach Riva-Rocci, bei denen sich nur punktuell Blutdruckwerte erfassen lassen, eine Puls-zu-Puls oder gar eine kontinuierliche Messung ist damit nicht realisierbar. Die Okklusionen der Extremitäten können bei zu häufigem Messen zu Gewebetraumatisierungen führen und stellt darüber hinaus eine Belastung für den Patienten dar. Ferner können die ermittelten Blutdruckwerte um ein beträchtliches von den wahren Werten abweichen.
20 [0004] Ein ideales Gerät sollte somit möglichst zuverlässig, nichtinvasiv, ohne externen Druck und kontinuierlich den Blutdruck bestimmen können. Die verschiedensten neuartigen Ansätze hierzu genügen diesen Anforderungen nur teilweise.
25 [0005] In [Sec92] wird ein Verfahren zur arteriellen Applanationstonometrie vorgeschlagen. Dabei wird zum nichtinvasiven, kontinuierlichen Blutdruckmessern nur partiell auf eine Arterie Druck ausgeübt. Zur Artefaktunterdrückung werden die Grund- und Oberwellen des registrierten Drucksignals herausgefiltert und damit das Drucksignal wieder rekonstruiert.
30 [0006] Ein kontinuierliches Verfahren, welches ohne permanenten externen Druck arbeitet, wird in [McQ93] angegeben. Dabei werden zwei nichtinvasive Ultraschall-Doppler-Sensoren über einer größeren Arterie angebracht. Die damit gemessenen Blutflusssignale werden anschließend herangezogen, um ein vereinfachtes mathematisch-empirisches Modell der Arterie parametrisch zu charakterisieren. Die dabei ermittelte sogenannte Resonanzfrequenz des Modells ist mit dem Blutdruck korreliert. Eine herkömmliche Manschettenmessung kalibriert in unregelmäßigen Abständen das System auf den Blutdruck.
35 [0007] In [Elt98] wird eine Vorrichtung vorgestellt, welche mit möglichst wenig initialen Kalibriermessungen den Blutdruck genau und robust bestimmen kann. Darüber hinaus eignet sich das Verfahren aufgrund der im Betrieb manschettenlosen Messtechnik auch zum (quasi)kontinuierlichen Blutdruckmonitoring. In der vorliegenden Erfindung wird diese Vorrichtung hinsichtlich Kalibriermessungen und Sensorik sowie Signalverarbeitung wesentlich verbessert.

Literatur

- 40 [Elt98] Elter, P., Lutter, N., Müller-Glaser, K. D., Stork, W., Vorrichtung zur nichtinvasiven Blutdruckmessung, Patent-
schrift DE 198 29 544
[McQ93] McQuilkin, G., Noninvasive, non-occlusive method and apparatus which provides a continuous indication of arterial pressure and a beat-by-beat characterization of the arterial system, US Patent 5,241,964, 1993
[Sec92] Seca GmbH, Verfahren und Vorrichtung zur nichtinvasiven kontinuierlichen Blutdruckmessung am Menschen, Offenlegungsschrift DE 41 05 447 A1, 1992
45

Beschreibung der Erfindung

Theoretische Grundlagen

- 50 [0008] Zur nichtinvasiven, kontinuierlichen Bestimmung des Blutdrucks ohne externen Druck wird der Blutdruck aus anderen, nichtinvasiv messbaren kardiovaskulären Größen abgeleitet. Dazu sollen im folgenden Beziehungen zwischen den drei bei der Ausbreitung von Pulswellen im Gefäßsystem des Menschen einhergehenden Pulsformen (Druck-, Strom- und Volumenpuls) hergeleitet werden.
55 [0009] Eine exakte mathematische Beschreibung der hämodynamischen Vorgänge im Gefäßsystem selbst gestaltet sich extrem schwierig. Es ist geschickter, vereinfachte Modelle zu betrachten und diese dann auf das Gefäßsystem abzubilden. Ein probates Modell eines Gefäßsegments ist das eines elastischen Schlauches.
[0010] Die allgemeinste Form der Bewegungsgleichung für strömende, inkompressible Flüssigkeiten stellt das Navier-Stokesche Gleichungssystem dar:

$$60 \rho \cdot \left(\frac{d\vec{v}}{dt} + (\vec{v} \nabla) \vec{v} \right) = -\text{grad } p + \vec{f}_A + \eta \cdot \Delta \vec{v} \quad (1)$$

mit ρ = Dichte, \vec{v} = Geschwindigkeit der Flüssigkeit in die drei Raumrichtungen, ∇ = Nabla-Operator, p = Druck, \vec{f}_A = äußere Kraftdichte, η = Viskosität der Flüssigkeit, Δ = Laplace-Operator.

65 [0011] Hierbei repräsentieren die Terme auf der linken Seite die Trägheitskraftdichten, die lokale und die konvektive Beschleunigung. Auf der rechten Seite ist $\text{grad } p$ der Druckgradient, und $\eta \cdot \Delta \vec{v}$ entspricht der Reibungskraftdichte.

[0012] Zur Lösung dieses partiellen, nichtlinearen Gleichungssystems Gl. (1) können im Hinblick auf das Arteriensystem vereinfachende Annahmen getroffen werden. Die konvektive Beschleunigung kann bei Beschränkung auf genü-

geng kleine Geschwindigkeiten vernachlässigt werden. Die nichtlinearen Anteile können ebenfalls vernachlässigt werden, da die Phasengeschwindigkeit wesentlich größer als die axiale Geschwindigkeitskomponente und diese wiederum viel größer als die radiale Geschwindigkeitskomponente ist. Ebenso können die zweiten Ableitungen nach z vernachlässigt werden; äußere Kräfte, wie zum Beispiel die Schwerkraft, und das radiale Druckgefälle seien ebenfalls vernachlässigbar.

[0013] Unter diesen Annahmen kann die letzte Gleichung aus Gl. (1) in Zylinderkoordinaten gemäß Fig. 1 wie folgt dargestellt werden:

$$\rho \cdot \frac{dv_z}{dt} = -\frac{\partial p}{\partial z} + \eta \cdot \left(\frac{\partial^2 v_z}{\partial r^2} + \frac{1}{r} \cdot \frac{\partial v_z}{\partial r} \right) \quad (2)$$

5

10

[0014] Diese linearisierte Differentialgleichung lässt sich aufgrund des Superpositionsprinzips mit einem harmonischen Separationsansatz aus der Überlagerung von hin- und rücklaufenden Wellen lösen:

$$p_{ges}(z, t) = \sum_{k=0}^{\infty} P_{k,H} \cdot e^{j\omega kt - \gamma_k z} + \sum_{k=0}^{\infty} P_{k,R} \cdot e^{j\omega kt + \gamma_k z} \quad (3)$$

15

$$v_{z,ges}(r, z, t) = \sum_{k=0}^{\infty} V_{k,H}(r) \cdot e^{j\omega kt - \gamma_k z} + \sum_{k=0}^{\infty} V_{k,R}(r) \cdot e^{j\omega kt + \gamma_k z} \quad (20)$$

20

[0015] Hierbei sind: $\omega = 2 \cdot \pi \cdot f$ = Kreisfrequenz, P_k , V_k = komplexe Amplituden der k. harmonischen Komponente des Drucks bzw. der Geschwindigkeit (Index H: hinlaufende Welle, Index R = rücklaufende Welle), und γ_k ist das Fortpflanzungsmaß bzw. die Ausbreitungskonstante der k. harmonischen Komponente.

25

[0016] Im folgenden soll die Differentialgleichung der Einfachheit halber nur für eine Harmonische ($k = 1$) und für eine hinlaufende Welle gelöst werden:

$$p(z, t) = P \cdot e^{j\omega t - \gamma z}$$

30

$$v_z(r, z, t) = V(r) \cdot e^{j\omega t - \gamma z} \quad (4)$$

[0017] Mit $\gamma = \alpha + j\beta = \alpha + j\omega/C_{ph}$. α ist der Dämpfungsbelag, β der Phasenbelag, der sich wiederum als Quotient von Kreisfrequenz und Phasengeschwindigkeit C_{ph} ausdrücken lässt. Die Lösung des Gleichungssystems muss die Randbedingungen an der Gefäßinnenwand R_0 erfüllen. Dabei wird der Schlauch in z-Richtung als sehr steif bzw. längsfixiert angenommen. Ferner muss die axiale Beschleunigungskomponente wegen der Rotationssymmetrie bei $r = 0$ den Wert Null annehmen.

35

$$V(R_0) = 0$$

$$\left. \frac{\partial V(r)}{\partial r} \right|_{r=0} = 0 \quad (5)$$

40

[0018] Der zeitvariante Innenradius setzt sich dabei aus einem statischen und einem dynamischen Anteil zusammen:

45

$$R_0(z, t) = R_{0,\text{stat}} + \Delta R_0 \cdot e^{j\omega t - \gamma z} \quad (6)$$

[0019] Somit lässt sich die Besselsche Differentialgleichung Gl. (2) lösen:

$$v_z(r, z, t) = \frac{\gamma}{j\omega\rho} \cdot \left(1 - \frac{J_0(\sqrt{\omega\rho/\eta} \cdot j^{3/2} \cdot r)}{J_0(\sqrt{\omega\rho/\eta} \cdot j^{3/2} \cdot R_0)} \right) \cdot P \cdot e^{j\omega t - \gamma z} \quad (7)$$

50

wobei J_n Bessel-Funktionen erster Art n. Ordnung darstellen:

55

$$J_n(x) = \sum_{v=0}^{\infty} \frac{(-1)^v}{v! \Gamma(n+v+1)} \cdot \left(\frac{x}{2} \right)^{n+2v} \quad (8)$$

[0020] Zur Bestimmung des Gesamtflusses $i(z, t)$ im Schlauch wird über den Querschnitt integriert:

60

$$\begin{aligned} i(z, t) &= \int_A^R v_z(r, z, t) da = \int_0^{R_0} v_z(r, z, t) \cdot 2\pi r \cdot dr \\ &= \frac{\gamma \cdot \pi R_0^2}{j\omega\rho} \cdot P \cdot e^{j\omega t - \gamma z} \cdot \left(1 - \frac{2 \cdot J_1(\sqrt{\omega\rho/\eta} \cdot j^{3/2} \cdot R_0)}{\sqrt{\omega\rho/\eta} \cdot j^{3/2} \cdot R_0 \cdot J_0(\sqrt{\omega\rho/\eta} \cdot j^{3/2} \cdot R_0)} \right) \end{aligned} \quad (9)$$

65

DE 100 33 171 A 1

[0021] Gl. (9) lässt sich mit der Rechenregel $2xJ_1(x) = J_0(x) + J_2(x)$ und der Substitution

$$5 \quad Z_l = -\frac{j\omega\rho}{\pi R_0^2} \cdot \frac{J_0(\sqrt{\omega\rho/\eta} \cdot j^{3/2} \cdot R_0)}{J_2(\sqrt{\omega\rho/\eta} \cdot j^{3/2} \cdot R_0)} \quad (10)$$

vereinfachen zu

$$10 \quad i(z,t) = \frac{\gamma}{Z_l} \cdot P \cdot e^{j\omega t - \gamma z} \quad (11)$$

[0022] Für die im Arteriensystem existierenden hin- und rücklaufenden Wellen ergeben sich somit für Druck- und Strompuls

$$15 \quad p(z,t) = (P_H \cdot e^{-\gamma z} + P_R \cdot e^{+\gamma z}) \cdot e^{j\omega t}$$

$$i(z,t) = \frac{\gamma}{Z_l} \cdot (P_H \cdot e^{-\gamma z} - P_R \cdot e^{+\gamma z}) \cdot e^{j\omega t} \quad (12)$$

20 [0023] In Fig. 2 sind die zeitlichen Verläufe des Druck- und des Strompulses skizziert. Es ist klar ersichtlich, dass sich gemäß Gl. (12) der Druckpuls aus der Summe, der Strompuls aus der Differenz einer hin- und rücklaufenden Welle ergeben.

25 [0024] Werden nun gemäß Fig. 8 an einem Gefäßast zwei Stellen $z_1 = 0$ und $z_2 = l$ betrachtet, so ergibt sich mit $f(z,t) = F(z) \cdot e^{j\omega t}$:

$$P_1 = P(z=0) = P_H + P_R$$

$$P_2 = P(z=l) = P_H \cdot e^{-\gamma l} + P_R \cdot e^{+\gamma l}$$

$$30 \quad I_1 = I(z=0) = \frac{\gamma}{Z_l} \cdot (P_H - P_R) \quad (13)$$

$$35 \quad I_2 = I(z=l) = \frac{\gamma}{Z_l} \cdot (P_H \cdot e^{-\gamma l} - P_R \cdot e^{+\gamma l})$$

[0025] Damit kann mit den Rechenregeln $\frac{1}{2}(e^x + e^{-x}) = \cosh(x)$ und $\frac{1}{2}(e^x - e^{-x}) = \sinh(x)$ der Druck P_1 bestimmt werden zu:

$$40 \quad P_1 = \frac{I_1 \cdot \cosh(\gamma \cdot l) - I_2}{\gamma / Z_l \cdot \sinh(\gamma \cdot l)} \quad (14)$$

$$p_1(t) = P_1 \cdot e^{j\omega t} = \frac{I_1 \cdot \cosh(\gamma \cdot l) - I_2}{\gamma / Z_l \cdot \sinh(\gamma \cdot l)} \cdot e^{j\omega t}$$

45 [0026] Definiert man den Reflexionsfaktor r_r mit

$$50 \quad r_r = \frac{P_r}{P_h} \quad (15)$$

so lässt sich ausgehend von Gl. (13) weiterhin folgende Berechnungsformel für den Blutdruck P_1 ermitteln:

$$55 \quad p_1(t) = \frac{Z_l}{\gamma} \cdot \frac{1+r_r}{1-r_r} \cdot I_1 \cdot e^{j\omega t} \quad (16)$$

Schlussfolgerungen

I. Der Blutdruck $p_{1,ges}$, zusammengesetzt aus den harmonischen Komponenten p_1 , kann nach Gl. (14) aus den harmonischen Komponenten I_1 und I_2 der beiden Strompulse $i_{1,ges}$ und $i_{2,ges}$, dem kardiovaskulären Parameter Z_l und dem Ausbreitungsmaß γ bestimmt werden.

II. Gl. (16) bietet an, den Blutdruck $P_{1,ges}$ aus dem Blutfluss I_1 , dem kardiovaskulären Parameter Z_l , dem Reflexionsfaktor r_r und dem Ausbreitungsmaß γ zu bestimmen.

65 [0027] Als Alternative zum Strompuls lässt sich auch der mittlere Geschwindigkeitspuls heranziehen: $\bar{v} = i/\pi R_0^2$. Ferner kann auch alternativ den Druck p_2 an der Stelle z_2 ermittelt werden.

Messverfahren

[0028] Um nach Schlussfolgerung I. am Menschen den Blutdruck $p_{1,ges}$ zu ermitteln, wird an mindestens zwei Positionen z_1 und z_2 eines Gefäßastes mindestens fünf Mal in der Sekunde die Strompulse $i_{1,ges}$ und $i_{2,ges}$ gemessen, berechnet daraus die harmonischen Komponenten I_1 und I_2 , bestimmt dann damit und mit eventuell einem dritten Strompuls $i_{3,ges}$ an einer dritten Messstelle z_3 das Ausbreitungsmaß γ und kann dann mit der z. B. vorher durch Kalibriermessungen ermittelten Größe Z_1 die harmonischen Komponenten p_1 des Blutdrucks nach Gl. (14) und somit den Gesamtblutdruck $p_{1,ges}$ nach Gl. (3) bestimmen. 5

[0029] Alternativ legt Schlussfolgerung II. zur Ermittlung von $p_{1,ges}$ nahe, an einer Position z_1 eines Gefäßastes mindestens fünf Mal in der Sekunde den Strompuls I_1 zu messen, dann damit und mit einem weiteren Strompuls $i_{3,ges}$ an einer weiteren Messstelle z_3 oder mittels einer mit der Herzaktion verknüpften Größe, z. B. eines Elektrokardiogramms (EKG), das Ausbreitungsmaß γ zu schätzen, um dann damit sowie den Größen Z_1 und r_r den Blutdruck $p_{1,ges}$ zu bestimmen. 10

[0030] Nach dieser allgemeinen Messbeschreibung soll näher auf die zur Berechnung des Blutdrucks notwendige Bestimmung der einzelnen Parameter eingegangen werden. 15

[0031] Die harmonischen Komponenten I_1 , I_2 bzw. I_3 der Strompulse $i_{1,ges}$, $i_{2,ges}$ bzw. $i_{3,ges}$ lassen sich am einfachsten über eine Fouriertransformation berechnen. 15

[0032] Z_1 ist neben der Kreisfrequenz ω vom Radius R_0 , der Blutdichte ρ und der Viskosität η abhängig, wobei ρ und η stets, R_0 in erster Näherung als konstant angenommen werden können. Z_1 kann statistisch-empirisch intraindividuell ebenfalls als konstant angenommen oder durch individuelle Patientendaten wie Alter und Geschlecht oder Kalibriermessungen approximiert werden. Ist eine noch genauere Bestimmung von 21 erwünscht, so muss die Volumenpulsation R_0 berücksichtigt werden, die allerdings annähernd in Phase mit dem Druckpuls ist. Der dynamische Anteil ΔR_0 nach Gl. (6) beträgt in der Regel nur einige Prozent des statischen Anteils $R_{0,stat}$. Beispielsweise beträgt an der großen Arteria carotis communis mit $R_{0,stat} = \text{ca. } 5 \text{ mm}$ bei einer Druckänderung von ca. 70 mmHg $\Delta R_0 = \text{ca. } 0,15 \text{ mm} (= 3\%)$. Diesen Einfluss könnte man z. B. durch weitere empirische Approximation oder Kalibriermessungen bestimmen. Selbstverständlich kann der Radius R_0 auch direkt gemessen werden, zum Beispiel mit den Mitteln der örtlich hochauflösenden optischen Tomographie oder mit Ultraschall-Echoverfahren für größere Gefäße. 20

[0033] Der Reflexionskoeffizient r_r ist im wesentlichen vom peripheren Abschlusswiderstand der Arterie abhängig und kann wie Z_1 statistisch-empirisch intraindividuell, durch individuelle Patientendaten wie Alter und Geschlecht oder Kalibriermessungen angenähert werden. 30

[0034] Bei der Bestimmung des Fortpflanzungsmaßes γ müssen das Dämpfungsmaß α und das Phasenmaß $\beta = \omega/c_{ph}$ bestimmt werden. In erster Näherung kann von einer verlustfreien Übertragung ($\alpha = 0$) ausgegangen werden. Dann vereinfachen sich Gl. (14) und (16) zu:

$$p_1(t) = \frac{Z_l \cdot c_{ph}}{j\omega} \cdot \frac{I_1 \cdot \cos\left(\frac{\omega}{c_{ph}} \cdot l\right) - I_2}{\sin\left(\frac{\omega}{c_{ph}} \cdot l\right)} \cdot e^{j\omega t} \quad (17)$$

$$p_1(t) = \frac{Z_l \cdot c_{ph}}{j\omega} \cdot \frac{1 + r_r \cdot I_1 \cdot e^{j\omega t}}{1 - r_r} \quad (18)$$

[0035] Die Phasengeschwindigkeit c_{ph} im Phasenmaß β ist im allgemeinen für jede harmonische Pulswelle wegen des dispersiven Verhaltens des menschlichen Gefäßsystems unterschiedlich groß. Niederfrequente Anteile der Pulswellen pflanzen sich langsamer fort als höherfrequente. Wird Reflexionsfreiheit vorausgesetzt, so können die frequenzabhängigen Phasengeschwindigkeiten durch den Phasenunterschied der einzelnen harmonischen Komponenten der Strompulse I_1 und I_2 bestimmt werden. Da allerdings im arteriellen System Reflexionen vorhanden sind, ist dies nur eine Näherungslösung (die sogenannte "scheinbare" Phasengeschwindigkeit). Die "wahren" Phasengeschwindigkeiten können jedoch empirisch oder durch Kalibriermessungen approximiert werden. Bei Anwendung von Gl. (18) bzw. von Messverfahren II. bietet sich an, die räumlich gemittelte Phasengeschwindigkeit mittels EKG-R-Zacke und dem Strompuls I_1 zu bestimmen, d. h. die Ausbreitungsgeschwindigkeit der Pulswellen zwischen Herz und peripherer Messstelle 21. Sollen die tatsächlichen "wahren" Phasengeschwindigkeiten ermittelt werden, so erfordert dies eine weitere Flussmessung an einem dritten Ort z_3 des Gefäßsystems, denn im Reflexionsfall nach Gl. (12) müssen zur Ermittlung der drei Unbekannten P_H , R_R und γ drei Gleichungen aufgestellt werden. 50

[0036] Die Messrate bei der Blutflussbestimmung von mindestens 5 Hz ergibt sich aus folgender Überlegung: Menschliche Pulsraten befinden sich im Bereich zwischen ca. 30 und 180 Schlägen pro Minuten, das entspricht minimal 0,5 Hz bzw. maximal 3 Hz. Es kann gezeigt werden, dass menschliche Pulse mit den ersten harmonischen Komponenten je nach gewünschter Resynthesegenauigkeit hinreichend beschrieben werden können. Beispielsweise erreicht man mit den ersten 10 Harmonischen bei der Resynthese eine Signalannäherung von bis zu 99,5%. Die relevante Bandbreite eines Pulssignals kann im Bereich von ca. 2,5 Hz bis 30 Hz festgelegt werden (Fig. 3). Zur Erfüllung des Abtasttheorems muss mindestens mit der doppelten Bandbreite abgetastet werden, also mindestens 5 Hz. Ähnliches gilt für die Registrierung der Herzaktion bzw. -erregung z. B. mittels EKG. 60

Beschreibung des Systems

- [0037] Die technische Realisierung der Erfindung kann Fig. 4 bis Fig. 7. entnommen werden. Es besteht aus einem Hauptgerät (1) mit Sensoren (11), einem abnehmbaren Sensorgehäuse (4) mit weiteren Sensoren (12), das über ein selbstaufwickelndes Kabel (13) mit dem Hauptgerät (1) verbunden ist. Das Sensorgehäuse (4) kann in das Hauptgehäuse (1) komplett integriert werden. Beim Abnehmen des Sensorgehäuses (4) gemäß Fig. 6 wird der Sensorenabstand (11) und (12) zum Beispiel über die Kabelabwicklung automatisch vom Gerät bestimmt. Es ist auch möglich, die Verbindung des Sensorgehäuses (4) mit dem Hauptgehäuse (1) kabellos z. B. per Funk auszuführen, was insbesondere bei der Messvariante II von Interesse ist, wenn Sensor (12) als EKG-Ableitung z. B. mittels Brustgurt ausgeführt wird.
- [0038] Die gemessenen und berechneten Biosignale (Blutfluss, Puls, Blutdruck, Ausbreitungsmaß, EKG u. ä.) können graphisch und/oder alphanumerisch auf dem LCD-Display (2) angezeigt werden. Es besteht ferner die Möglichkeit, über das Tastenfeld (3) Einstellungen zu tätigen.
- [0039] Nach Variante I messen die Sensoren (11), (12) gemäß Fig. 8 mindestens zwei Blutflusssignale $i_{1,ges}$ und $i_{2,ges}$ an zwei verschiedenen Orten z_1 und z_2 eines Gefäßastes des Körpers (vorzugsweise an einem Arterienast), so dass sich daran neben anderen Parametern auch das Ausbreitungsmaß γ bestimmen lässt. Das Gerät lässt sich mit Bändern (5), (6) an den menschlichen Extremitäten, z. B. dem Arm (7), über oberflächlich gelegenen Gefäßen plazieren. Dazu bieten sich beispielsweise am Arm als größere Gefäße die Arteria brachialis (8) in der Armbeuge, die Arteria radialis oder ulnaris (9) am Handgelenk oder die Arteria digitalis (10) am Finger an. Da die Phasengeschwindigkeiten der Pulswellen recht hoch sind (ca. 5 bis 15 m/s), bietet es sich an, die Sensoren (11) und (12) für eine höhere Messgenauigkeit nicht allzu nahe beieinander zu platzieren. Bei einem Abstand von $1 = 5$ cm und einer mittleren Phasengeschwindigkeit von $C_{ph} = 10$ m/s ergibt sich eine zeitliche Phasendifferenz von 5 ms, so dass bei den zu erfassenden dynamischen Phasendifferenzen ca. im 1/10-Millisekundenbereich aufgelöst werden muss. Vergrößert sich der Messabstand I , etwa zwischen Arteria brachialis (8) und Arteria radialis (9) auf ca. 25 cm, so sind die Anforderungen an die zeitliche Auflösung natürlich wesentlich geringer (ca. Millisekundenbereich), da die zu erfassende Phasendifferenzen größer geworden sind.
- [0040] Bei der Messvariante II. werden die Anforderungen an die zeitliche Auflösung weiter drastisch reduziert. Dabei ist der Sensor (12) zur Erfassung der Herzaktion beispielsweise als einfache EKG-Ableitung realisiert, der als kabelloser Brustsensor inkl. Brustgurt ausgeführt ist und das EKG-Signal per Funk kontinuierlich an das Hauptgerät (1) sendet. Eine andere Möglichkeit bietet sich beispielsweise in einer EKG-Ableitung linker Arm-rechter Arm nach Einthoven I, wobei sich eine Elektrode im Hauptgerät (1) befindet und die andere im abnehmbaren Sensor (12). Der Sensor (11) im Hauptgerät (1) misst nach wie vor den Blutfluss in einem Blutgefäß, z. B. (8), (9), (10). Zur Ermittlung der mittleren Phasengeschwindigkeit wird nun die Ausbreitungszeit der Pulswellen vom Herzen (EKG-R-Zacke) bis zur peripheren Messstelle der Blutflussmessung herangezogen. Ein anderes Maß zur Registrierung der Herzaktion stellen beispielsweise die Herztonen dar.
- [0041] Zur Gewinnung der Blutflusssignale $i_{1,ges}$, $i_{2,ges}$, $i_{3,ges}$ findet die Dopplertechnik Anwendung. Dazu wird gem. Fig. 9 und Fig. 10 entweder Ultraschall bei einer wohldefinierten Frequenz im MHz-Bereich (Standardwert ca. 8 MHz für oberflächennahe Gefäße) oder Laserstrahlung mit einer wohldefinierten Wellenlänge vorzugsweise im nahen Infrarottbereich von ca. 700–3000 nm in das Gewebe eingestrahlt.
- [0042] Bei Ultraschall werden die unter einem Winkel α eingestrahlten Schallwellen mit der Frequenz f_0 an bewegten Blutteilchen der Geschwindigkeit v mit einer Dopplerfrequenzverschiebung Δf zurückgestreut:

40

$$\Delta f = \frac{2f_0}{c} \cdot v \cdot \cos \alpha \quad (19)$$

- [0043] Hierbei ist c die Schallausbreitungsgeschwindigkeit und beträgt in menschlichem Gewebe ca. 1450 m/s. So mit erhält man über den detektierten zurückgestreuten Ultraschall am Ultraschalldetektor ein Maß für den Blutfluss.
- [0044] Im optischen Fall wird mit kohärentem Laserlicht der Wellenlänge λ_0 das Gewebe bestrahlt. Das Licht wird dabei aber wegen der im Vergleich zu Ultraschall wesentlich geringeren freien Weglänge auch an statischen Gewebeteilen gestreut, so dass die Photonen – wenn überhaupt – unter einem beliebigen Winkel auf ein bewegtes Blutteilchen treffen und je nach dem eine mehr oder weniger große Dopplerverschiebung erhalten. Somit lässt sich lediglich für den Fall der Einfachstreuung an einem bewegten Blutteilchen v eine maximale Dopplerfrequenzverschiebung Δf_{max} am Photodetektor detektieren:

55

$$\Delta f_{max} = \frac{2}{\lambda_0} \cdot v \cdot n \quad (20)$$

- [0045] n ist der Brechungsexponent von Gewebe.
- [0046] Die Vorteile des Laser-Doppler-Verfahrens gegenüber dem Ultraschall-Doppler-Verfahren liegen zum einen darin, dass die Lichteinkopplung ins Gewebe ohne Kontaktgel erfolgen kann (wobei es im Prinzip bei Ultraschall auch ohne Gel möglich wäre, was allerdings mit sehr hohen Kopplungsverlusten verbunden ist). Zum anderen erhält man eine wesentlich höhere örtliche Auflösung, so dass der Blutfluss auch in kleinsten Gefäßen wie Kapillaren gemessen werden kann. Damit erhöht sich allerdings auch die Signalbandbreite des detektierten Signals. Der Vorteil des Ultraschall-Verfahrens liegt in der Möglichkeit, den Blutfluss absolut zu messen, wohingegen die Laser-Doppler-Technik nur eine relative Messung erlaubt und somit auf eine initiale Kalibrierung angewiesen ist.
- [0047] Die empfangenen Sensorsignale werden gem. dem Blockschaltbild aus Fig. 11 einem Analogteil (14) zugeführt und anschließend in einer digitalen Signalverarbeitungseinheit (15) weiterverarbeitet. Zum System gehören weiterhin Speicherbausteine (16), eine Ein-/Ausgabe-Einheit (17) und eine Displayeinheit (18).
- [0048] Im Analogteil werden gem. Fig. 12 die Sensoren (11), (12), (19) (Es können, wie im folgenden noch gezeigt

wird, außer den zwei Sensoren 1 und 2 noch weitere Sensoren zum Einsatz kommen. Diese sind im "virtuellen" Sensor m (19) zusammengefasst.) angeregt (20). Bei der Flussmessung erfolgt dies im Ultraschallfall über einen Oszillator, im optischen Fall mit einer Laserdiodentreiberschaltung, die für eine konstante optische Leistung und einen Ein- bzw. Ausschaltschutz der Laserdiode sorgt. Beim EKG wird keine Anregung benötigt. Die empfangenen Signale werden dann bandpassgefiltert (22) und mit automatischer Gewinnkontrolle (AGC) verstärkt (23). Dabei ist wichtig, dass die analogen Baugruppen konstante Gruppen- bzw. Phasenlaufzeiten besitzen, um nicht die Phaseninformationen der Signale zu verfälschen, was im Hinblick auf die Phasen- bzw. Pulswellengeschwindigkeitsbestimmung ungünstig wäre. Sinnvolle untere Grenzfrequenzen des Bandpasses liegen bei einigen 100 Hz, um den hohen Signalgleichanteil, 50 Hz-Netzinterferenzen und die niederfrequenten plethysmographischen Signalanteile im Frequenzbereich von 1 Hz bis ca. 30 Hz zu eliminieren. Bei der Flussmessung resultieren sie in Wand- oder Sensorbewegungen und im optischen Fall in den zeitlich verändernden Blutvolumina. Diese optischen plethysmographischen Anteile sind für die Flussbestimmung störend, können zur Ermittlung des Blutdrucks allerdings noch weitere Informationen beitragen. So ist der zeitliche Verlauf des plethysmographischen Signals qualitativ mit dem Volumenpuls und somit mit dem Druckpuls verknüpft.

[0049] Im Ultraschallfall werden die Signale nach der Verstärkung demoduliert (24) und noch einmal bandpassgefiltert. Vor der AD-Wandlung (27) wird erneut eine Verstärkung (26) durchgeführt, bevor sie gem. Fig. 13 in der digitalen Signalverarbeitungseinheit (15) weiterverarbeitet werden.

[0050] Sowohl bei der Erfassung der Herzaktion (EKG) als auch im optischen Fall ist eine Demodulation nicht nötig. Bei der Laser-Flussmessung erfolgt dies bereits am Photodetektor durch Interferenz der frequenzverschobenen und nichtfrequenzverschobenen Strahlen automatisch.

[0051] Die obere Grenzfrequenz des Bandpasses (22) bzw. (25) richtet sich nach der Samplingrate der AD-Wandler (15). Sie dient dazu, Rauschen und Aliasingeffekte zu unterdrücken. Bei Ultraschall ist eine obere Grenzfrequenz von ca. 20 kHz (25), bei Laserstrahlen von ca. 200 kHz (22) sinnvoll, beim Erfassen der Herzaktion ca. 2 kHz (22).

[0052] In der von einer Gesamtsteuerung (28) gesteuerten Signalverarbeitungseinheit (Fig. 13) werden zunächst Artefakte und sonstige Störungen durch adaptive oder parametrische Filter (29) beseitigt und dann kontinuierlich, d. h. mindestens fünf Mal in der Sekunde, der Blutfluss ermittelt (30). Dies kann im Zeitbereich mittels einfacher Nulldurchgangszählung erfolgen. Dieses Verfahren ist einfach und schnell, aber ungenau. Exaktere Verfahren arbeiten im Frequenzbereich. Dazu werden aus dem Zeitsignal für kurze Zeitintervalle Spektrogramme bestimmt, die über eine Fast Fourier Transformation (FFT) oder parametrisch geschätzt werden können. Es lässt sich zeigen, dass über das erste gewichtete Moment im Spektralbereich die mittlere Flussgeschwindigkeit bestimmt werden kann:

$$\bar{v} = \frac{c}{2f_0 \cdot \cos \alpha} \cdot \frac{\int f \cdot S(f) df}{\int S(f) df} \quad (21)$$

[0053] Im optischen Fall wird genauso vorgegangen. Es lässt sich auch hier zeigen, dass das erste gewichtete Moment im Spektralbereich proportional zur mittleren Flussgeschwindigkeit ist:

$$\langle v \rangle \propto \frac{\int f \cdot S(f) df}{\int S(f) df} \quad (22)$$

[0054] Bei der Registrierung der Herzaktion z. B. mit einem EKG ist außer einer Filterung keine weitere Signalverarbeitung notwendig.

[0055] Anhand mindestens zweier Flusspulse $i_{1,ges}$ und $i_{2,ges}$ bzw. einer mit der Herzaktion verknüpften Größe (z. B. EKG) und eines Flusspulses wird das Ausbreitungsmaß γ (33) bestimmt. Dazu werden die Zeitsignale $i_{1,ges}$ und $i_{2,ges}$ zum Beispiel mittels einer FFT in den Frequenzbereich transformiert, und man erhält somit Betrag und Phase der harmonischen Komponenten I_1 und I_2 . Wie weiter oben ausgeführt, lässt sich dann das Phasemaß $\beta = \omega/C_{ph}$ berechnen. Zur Ermittlung des mittleren Phasemaßes mittels eines EKGs und einen Flusspulses wird nun die zeitliche Differenz vom Start der Pulswellen am Herzen (EKG-R-Zacke) bis zur peripheren Messstelle der Blutflussmessung herangezogen.

[0056] Da mit diesen Verfahren lediglich die "scheinbaren" Phasengeschwindigkeiten bestimmt werden können, können zur Steigerung der Messgenauigkeit die "wahren" Phasengeschwindigkeiten und Dämpfungen empirisch oder durch Kalibriermessungen approximiert werden. Die exakte Berechnung der "wahren" Phasengeschwindigkeiten und der Dämpfung erfordert eine weitere Flussmessung an einem Ort 23 des Gefäßsystems (19). Auch damit kann die Messgenauigkeit erhöht und die Zahl der notwendigen Kalibriermessungen reduziert werden.

[0057] Dann lassen sich mit dem Parameter Z_1 und ggf. dem Reflexionsfaktor r_r die einzelnen harmonischen Komponenten des Blutdrucks p_1 (35) berechnen. Damit kann letztlich der kontinuierliche Verlauf des Blutdrucks $p_{1,ges}$, insbesondere der systolische, diastolische und mittlere Blutdruck, ermittelt werden.

[0058] Der kardiovaskuläre Parameter Z_1 sowie der Reflexionsfaktor r_r werden je nach gewünschter Zuverlässigkeit und Messgenauigkeit analytisch nach jeweiliger individueller Kalibrierung (32) oder statistisch-empirisch mit individuellen Patientendaten wie zum Beispiel Alter und Geschlecht bestimmt. Um die Messgenauigkeit zu steigern und die Anzahl der Kalibriermessungen zu reduzieren, kann der wesentliche Parameter in Z_1 der Gefäßradius R_0 , auch direkt mittels eines weiteren nichtinvasiven Sensors (19) gemessen werden. Zur Bestimmung der Radien von kleinen Gefäßen eignet sich hierbei die örtlich hochauflösende optische Tomographie, für größere Gefäße können die bekannten Ultraschall-Echoverfahren zum Einsatz kommen.

[0059] Zur Kalibrierung kann die Schwerkraft ausgenutzt werden. Durch Heben oder Senken um eine wohldefinierte Höhe der Extremität, an welcher die Sensoren angebracht sind, können aufgrund des sich ergebenden zusätzlichen, bekannten hydrostatischen Blutdrucks andere Parameter bestimmt werden. Ferner können die Pulskonturen im Blutfluss und Blutdruck Aussagen über die notwendigen kardiovaskulären Größen von Gefäßradius R_0 und Reflexionsfaktor r_r lie-

fern.

[0060] Um sicherzustellen, dass die Sensoren (11), (12), (19) optimale Signale liefern und dass das Gerät einfach am Menschen appliziert werden kann, können die Flusssensoren manuell oder automatisch positioniert werden. Im automatischen Fall können die Sensorsignale vor, während oder zwischen den Mess- und Berechnungsphasen ständig nachgeführt werden, so dass bei initialer Applikation oder Verrutschen des Gerätes immer dieselbe optimale Messstrecke (über dem gewünschten Blutgefäß) zugrunde liegt. Der dazugehörige Regelalgorithmus (31) wird in der Signalverarbeitungseinheit (15) implementiert, die Hardwareansteuerungen (21) in den Sensoren (11), (12), (19) selbst und im Analogteil (14) integriert.

[0061] Als adaptive Flusssensoren bieten sich sowohl im akustischen als auch im optischen Fall mehrere Realisierungen an. Die erste Möglichkeit beinhaltet nach Fig. 14 für beide Fälle ein mechanisches Nachführen des eigentlichen Sensors (37) bestehend aus Sende- (38) und Empfangs-Piezokristall (39) bzw. Laserdiode (38) und Photodetektor (39), zum Beispiel einem beweglichen Schrittmotor (36), der auf einer Spindel (40) entlang fahren kann. Die Sensoreinheit (11), (12), (19) wird dann so am Arm appliziert, dass der Fahrweg quer zum Blutgefäß verläuft. Der Motor (36) wird über die Hardwareansteuerung (21) angesprochen und über den Regelalgorithmus (31) geregelt.

[0062] Als zweite Möglichkeit bietet sich ein Ultraschall- bzw. Laser-Array Fig. 15 an. Dort sind viele Einzelsensoren (41), (bestehend aus Sende- und Empfangs-Piezokristall bzw. Laserdiode und Photodetektor) zum Beispiel zweireihig versetzt linear angeordnet, die über eine Multiplexerschaltung (21) angesteuert bzw. ausgewählt werden können. Die Ansteuerung erfolgt über den Regelalgorithmus (31).

[0063] Eine weitere Alternative im optischen Fall lässt sich mit Lichtführungsvorrichtungen wie beispielsweise Lichtwellenleitern realisieren. Im Prinzipbild nach Fig. 16. Dort wird mit Hilfe mikromechanisch verstellbarer Spiegel (45) ein virtuelles Array aufgebaut, bei der nur ein Sensorelement (43) benötigt wird. Die Auswahl eines Lichtführungselementepaars des Bündels (42) erfolgt über Drehung des Spiegels (45) um den Winkel ϕ und/oder durch Fahren um eine Strecke d entlang der optischen Einstrahlachse (44), so dass genau eine Lichtzuführung des Strangs ausgewählt wird. Eine weitere Möglichkeit zur Selektion eines Lichtführungselementepaars ist in Fig. 17 Strahlaufweiter (46) aufgeweitet (47), und dann mit einem elektronisch ansteuerbaren LCD-Shutter (48) durch Abdunkelung (49) und Nichtabdunklung (50) ein Lichtführungselementepaar ausgewählt.

Patentansprüche

- 30 1. Vorrichtung zur nichtinvasiven Blutdruckmessung am Lebewesen, gekennzeichnet dadurch, dass
 - a) eine nichtinvasive sensorische Vorrichtung
 - zwei mit dem Blutfluss oder der Blutflussgeschwindigkeit verknüpfte Größen an unterschiedlichen Positionen am Blutgefäßsystem eines Lebewesens misst, oder
 - eine mit dem Blutfluss oder der Blutflussgeschwindigkeit verknüpfte Größe am Blutgefäßsystem eines Lebewesens und eine mit der Herzaktion verknüpfte Größe misst,
 - b) eine Signalverarbeitungseinheit
 - aus den mindestens zwei empfangenen Biosignalen mindestens fünf Mal in der Sekunde den Blutfluss oder die Blutflussgeschwindigkeit bestimmt, mittels zweier mit den Blutflüssen oder Blutflussgeschwindigkeiten verknüpften Größen oder je einer mit dem Blutfluss oder der Blutflussgeschwindigkeit und der Herzaktion verknüpften Größe das Ausbreitungsmaß der Pulswellen schätzt,
 - und mit dem Blutfluss oder der Blutflussgeschwindigkeit, dem Ausbreitungsmaß der Pulswellen und individueller kardiovaskulärer Parameter kontinuierlich und/oder quasikontinuierlich den Blutdruck bestimmt,
 - c) wobei die individuellen kardiovaskulären Parameter bestimmt werden können
 - mittels Referenzmessungen über Variation des hydrostatischen Blutdrucks durch einen wohldefinierten Höhenunterschied der Messstelle des Blutflusspulses zum Herzöhenniveau,
 - mittels herkömmlicher Riva-Rocci-Methode,
 - mittels Messung des individuellen Gefäßdurchmessers,
 - mittels statistisch-empirischer Schätzung mit und/oder ohne individuellen Patientendaten,
 - mittels Musterauswertung der erfassten Sensorsignale.
2. Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die Flusssensoren (11), (12) die mit den Blutflüssen bzw. den Blutflussgeschwindigkeiten verknüpften Größen nach dem Dopplereffekt optisch mit kohärentem Licht bestimmen.
3. Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die Flusssensoren (11), (12) die mit den Blutflüssen bzw. den Blutflussgeschwindigkeiten verknüpften Größen nach dem Dopplereffekt akustisch mit Ultraschall bestimmen.
4. Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass in der Signalverarbeitungseinheit (15) die Blutflüsse bzw. die Blutflussgeschwindigkeiten aus den Nulldurchgängen der empfangenen Sensorsignale bestimmt werden (29), (30).
5. Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass in der Signalverarbeitungseinheit (15) die Blutflüsse bzw. die Blutflussgeschwindigkeiten durch Momentenbildung der Spektrogramme der empfangenen Sensorsignale bestimmt werden, wobei die Spektrogramme über eine Fouriertransformation, Kurvenanpassung oder mittels parametrischer Verfahren geschätzt werden können (29), (30).
6. Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass in der Signalverarbeitungseinheit (15) die harmonischen Komponenten der Blutflüsse bzw. der Blutflussgeschwindigkeiten durch eine Fouriertransformation, Kurvenanpassung oder mittels parametrischer Verfahren geschätzt werden (30).
7. Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass in der Signalverarbeitungseinheit (15) die Phasengeschwindigkeiten des Ausbreitungsmaßes (33) mit den Phasendifferenzen der harmonischen Komponenten der

DE 100 33 171 A 1

- Blutflüsse bzw. der Blutflussgeschwindigkeiten oder über Kreuzkorrelation ermittelt werden, und dass diese Schätzung gegebenenfalls statistisch-empirisch und/oder durch individuelle Kalibriermessungen verbessert wird (32). 5
8. Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass in der Signalverarbeitungseinheit (15) die Phasengeschwindigkeiten des Ausbreitungsmaßes (33) mit den Zeitdifferenzen der Ausbreitungszeiten der Pulswellen von Elektrokardiogramm und Blutfluss bzw. Blutflussgeschwindigkeit ermittelt werden, und dass diese Schätzung gegebenenfalls statistisch-empirisch und/oder durch individuelle Kalibriermessungen verbessert wird (32).
9. Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass in der Signalverarbeitungseinheit (15) bei der Berechnung des Ausbreitungsmaßes (33) die Dämpfung vernachlässigt wird, oder als statistisch-empirische und/oder durch individuelle Kalibriermessungen ermittelte Konstante mit eingeht (32). 10
10. Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass an einer dritten Stelle ein weiterer nichtinvasiver Sensor (19) eine mit dem Blutfluss oder der Blutflussgeschwindigkeit verknüpfte Größe am Blutgefäßsystem eines Lebewesens misst, in der digitalen Signalverarbeitungseinheit (15) die Blutflüsse oder Blutflussgeschwindigkeiten bestimmt werden (30), um dann mit den harmonischen Komponenten die Phasengeschwindigkeiten und die Dämpfung des Ausbreitungsmaßes (33) exakt zu ermitteln.
11. Vorrichtung nach Anspruch 10, dadurch gekennzeichnet, dass der weitere Sensor (19) die mit den Blutflüssen bzw. den Blutflussgeschwindigkeiten verknüpften Größen nach dem Dopplereffekt optisch mit kohärentem Licht bestimmt. 15
12. Vorrichtung nach Anspruch 10, dadurch gekennzeichnet, dass der weitere Sensor (19) die mit den Blutflüssen bzw. den Blutflussgeschwindigkeiten verknüpften Größen nach dem Dopplereffekt akustisch mit Ultraschall bestimmt. 20
13. Vorrichtung nach Anspruch 10, dadurch gekennzeichnet, dass in der Signalverarbeitungseinheit (15) die Blutflüsse bzw. die Blutflussgeschwindigkeiten aus den Nulldurchgängen des empfangenen Sensorsignals bestimmt werden (29), (30).
14. Vorrichtung nach Anspruch 10, dadurch gekennzeichnet, dass in der Signalverarbeitungseinheit (15) die Blutflüsse bzw. die Blutflussgeschwindigkeiten durch Momentenbildung der Spektrogramme des empfangenen Sensorsignals bestimmt wird, wobei die Spektrogramme über eine Fouriertransformation, Kurvenanpassung oder mittels parametrischer Verfahren geschätzt werden können (29), (30). 25
15. Vorrichtung nach Anspruch 10, dadurch gekennzeichnet, dass in der Signalverarbeitungseinheit (15) die harmonischen Komponenten der Blutflüsse bzw. die Blutflussgeschwindigkeiten durch eine Fouriertransformation, Kurvenanpassung oder mittels parametrischer Verfahren geschätzt werden (30). 30
16. Vorrichtung nach den Ansprüchen 1 oder 10, dadurch gekennzeichnet, dass ein kardiovaskulärer Parameter bestimmt wird, indem mit einem weiteren nichtinvasiven Sensor (19) der Gefäßradius mit den Mitteln der optischen Tomographie gemessen wird. 35
17. Vorrichtung nach den Ansprüchen 1 oder 10, dadurch gekennzeichnet, dass ein kardiovaskulärer Parameter bestimmt wird, indem mit einem weiteren nichtinvasiven Sensor (19) der Gefäßradius nach dem Ultraschall-Echoverfahren gemessen wird.
18. Vorrichtung nach den Ansprüchen 1 oder 10, dadurch gekennzeichnet, dass die Sensorgeräte (4) mit dem Hauptgerät (1) kabellos telemetrisch kommunizieren.
19. Vorrichtung nach den Ansprüchen 1 oder 10, dadurch gekennzeichnet, dass die Sensoren (11), (12), (19) zur Signaloptimierung automatisch und/oder manuell über geeigneten Blutgefäßen am Lebewesen positioniert werden. 40
20. Vorrichtung nach Anspruch 23 dadurch gekennzeichnet, dass die Positionierung der Sensoren (11), (12), (19) mit einer mechanischen Bewegung (36)–(40) erfolgt, die über einen digitalen Regelalgorithmus (31) geregelt werden kann (21).
21. Vorrichtung nach Anspruch 23 dadurch gekennzeichnet, dass die Sensoren (11), (12), (19) je eine Matrixstruktur (41) bilden, die über einen digitalen Regelalgorithmus (31) angesteuert werden kann (21). 45
22. Vorrichtung nach Anspruch 23 dadurch gekennzeichnet, dass die optischen Sensoren (11), (12), (19) über Lichtführungs vorrichtungen (42) an die Haut angekoppelt werden, bei der ein Lichtführungselementpaar zum Beispiel über verstellbare Spiegel (45), über LCD-Shutter (48) oder Bragg-Zellen ausgewählt wird.

Hierzu 7 Seite(n) Zeichnungen

50

55

60

65

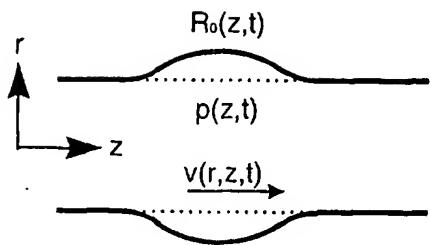


Fig. 1. Schlauchleitungselement

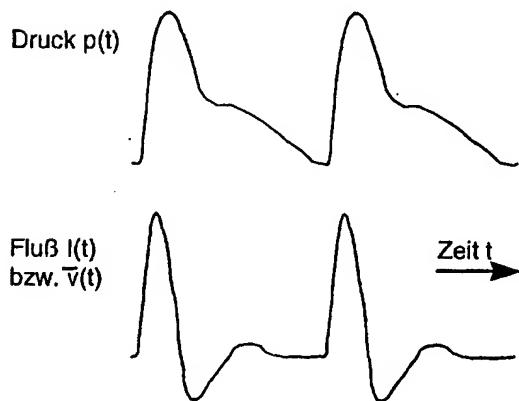


Fig. 2. Strom- und Druckpuls in der Arteria femoralis.

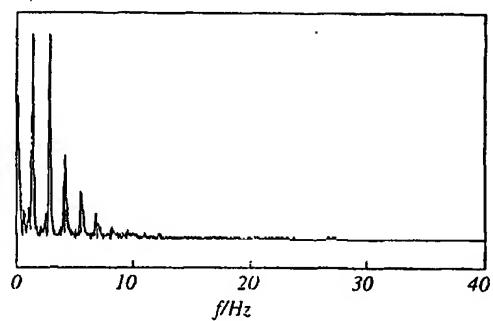


Fig. 3. Leistungsdichespektrum eines Pulssignals mit einer Grundfrequenz von ca. 1,2 Hz.

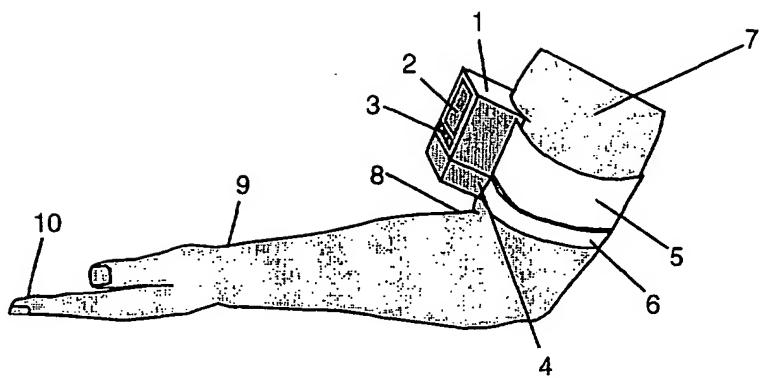


Fig. 4. Beispielapplikation des Gesamtsystems

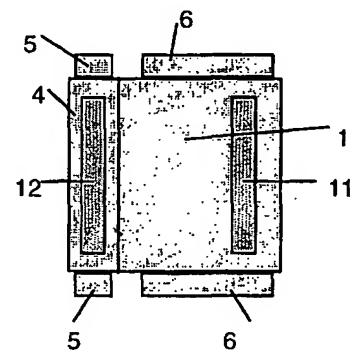


Fig. 5. Unteransicht des Gesamtsystems

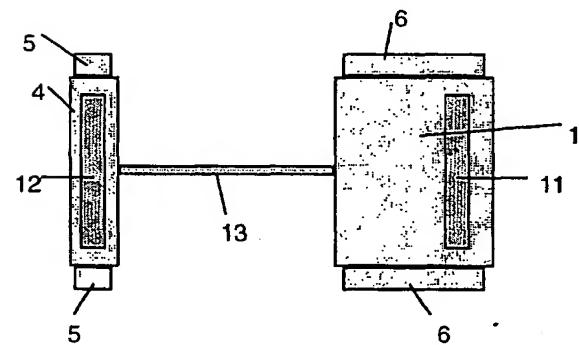


Fig. 6. Unteransicht des entkoppelten Gesamtsystems

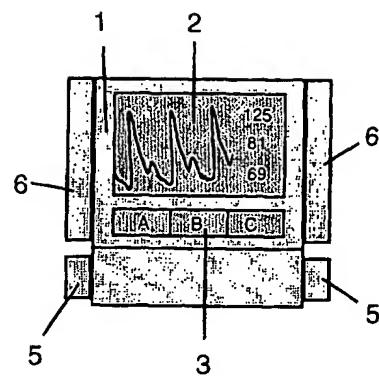


Fig. 7. Aufsicht auf das Gesamtsystem

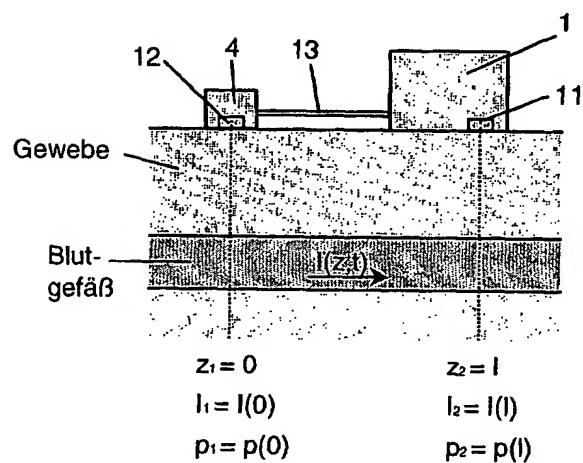


Fig. 8. Messung zweier Blutflusssignale an einem Gefäßast (Variante I)

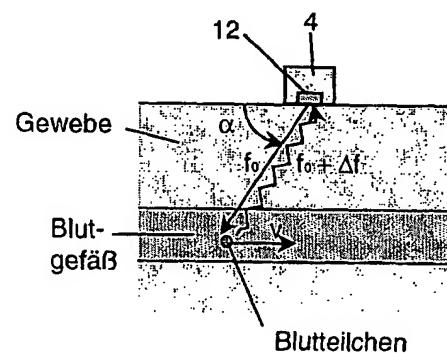


Fig. 9. Doppler-Blutflussmessung mit Ultraschall

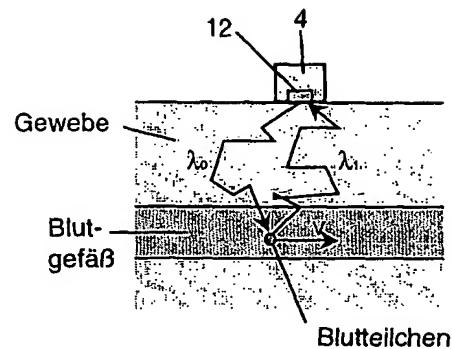


Fig. 10. Doppler-Blutflussmessung mit Laserstrahlen

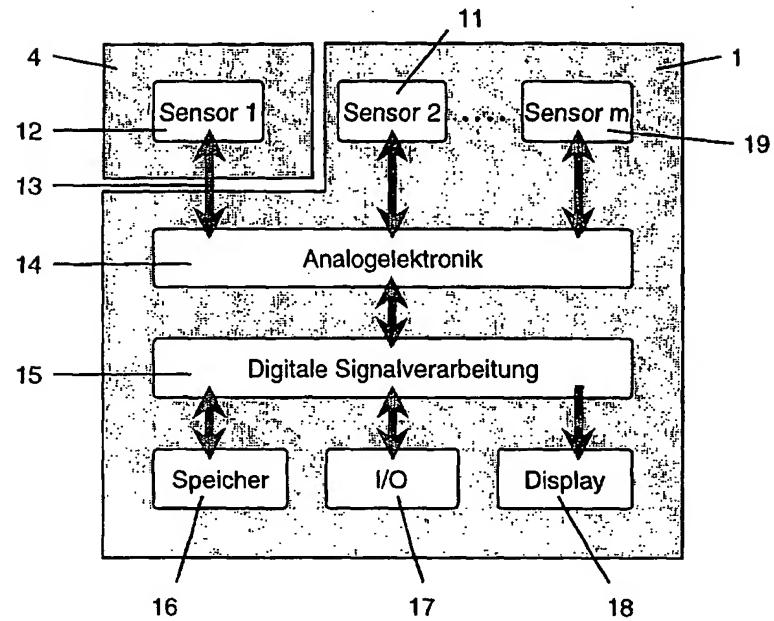


Fig. 11. Blockschaltbild des Gesamtsystems

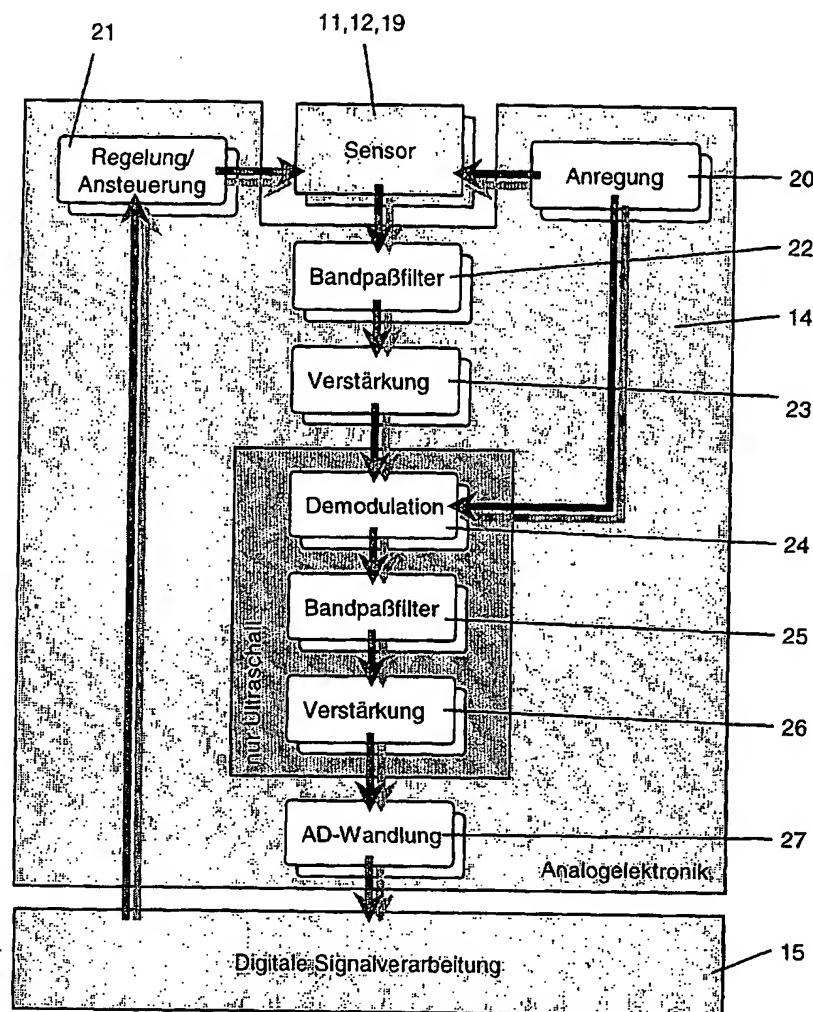


Fig. 12. Blockschaltbild der Analogelektronik

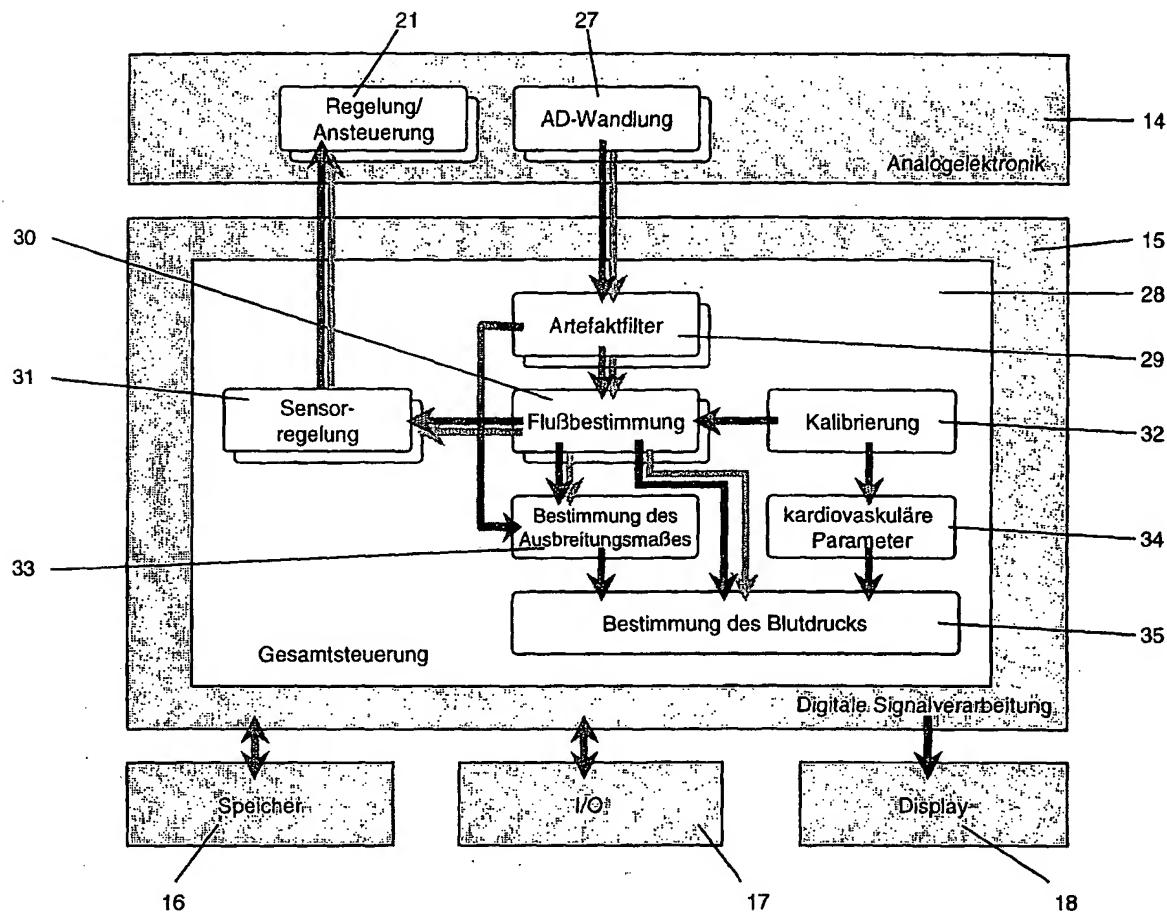


Fig. 13. Blockschaltbild der Signalverarbeitungseinheit

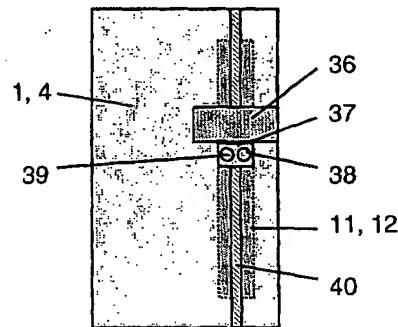
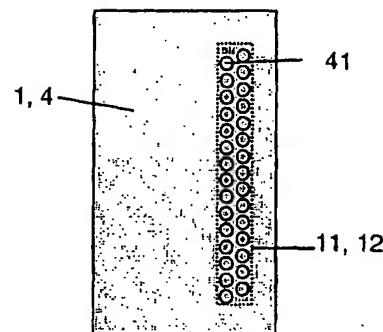
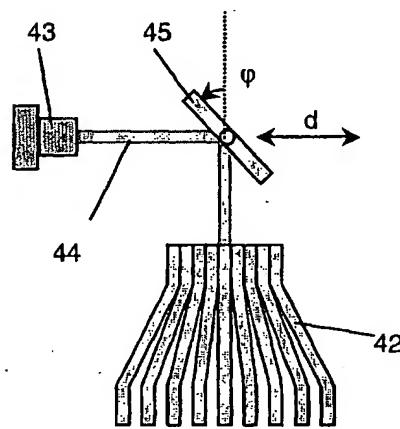
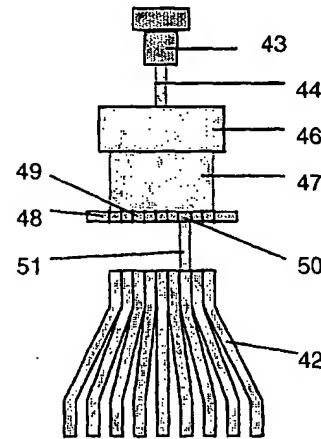


Fig. 14. Adaptiver Sensor, Unteransicht. Mechanische Realisierung mit Schrittmotor (Ultraschall und Laser).

THIS PAGE BLANK (USPTO)

*Fig. 15. Adaptive Sensor, Unteransicht. Array-Realisierung (Ultraschall und Laser)**Fig. 16. Adaptive Sensor, Prinzipbild. Virtuelles Laser-Array mit Lichtführungs-Bündel und verstellbarem Spiegel**Fig. 17. Adaptive Sensor, Prinzipbild. Virtuelles Laser-Array mit Lichtführungs-Bündel und LCD-Shutter*

THIS PAGE BLANK (USPTO)